

PAT-NO: JP406054840A
DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 06054840 A
TITLE: IMAGE PROCESSOR
PUBN-DATE: March 1, 1994

INVENTOR- INFORMATION:

NAME
CHIN, UN

ASSIGNEE- INFORMATION:

NAME	COUNTRY
YOKOGAWA MEDICAL SYST LTD	N/A

APPL-NO: JP04207940

APPL-DATE: August 4, 1992

INT-CL (IPC): A61B006/03

US-CL-CURRENT: 378/4

ABSTRACT:

PURPOSE: To realize an image processor which can detect easily a focus by observing many images obtained by a helical scan as one piece of image, eliminating the disturbance of a strong luminance image and locking at stereoscopically an image.

CONSTITUTION: The image processor is provided with a real space filter processing circuit 21 for determining a passing area by a CT number in a real space with respect to input image data, a frequency space filter processing part 22 for eliminating a signal of a spurious frequency in

a frequency space,
a switching circuit 23 for switching suitably the filter
processing circuits
21, 22, a weighting arithmetic circuit 26 for executing
weighting to image data
of every slice, respectively, and an image generating
circuit 27 for extracting
the maximum value from in the data of the same pixel in
each slice and
generating an image thereby.

COPYRIGHT: (C) 1994, JPO&Japio

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-54840

(43)公開日 平成6年(1994)3月1日

(51)Int.Cl.⁵

A 61 B 6/03

識別記号

360 Q 9163-4C

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数1(全7頁)

(21)出願番号

特願平4-207940

(22)出願日

平成4年(1992)8月4日

(71)出願人 000121936

横河メディカルシステム株式会社

東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

(72)発明者 沈 雲

東京都日野市旭が丘4丁目7番地の127

横河メディカルシステム株式会社内

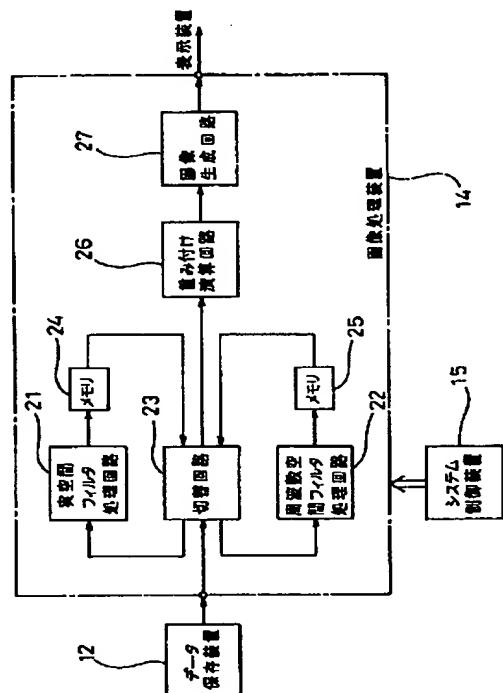
(74)代理人 弁理士 井島 藤治 (外1名)

(54)【発明の名称】 画像処理装置

(57)【要約】

【目的】 ヘリカルスキャンにより得た多数の画像を1枚の画像として観察し、強輝度映像の妨害を排除し、映像を立体的に見ることにより病巣の発見を容易ならしめる画像処理装置を実現することにある。

【構成】 入力イメージデータを実空間でCTナンバにより通過域を定める実空間フィルタ処理回路21と、周波数空間で不要な周波数の信号を取り除く周波数空間フィルタ処理回路22と、上記フィルタ処理回路21, 22を適宜切り替える切替回路23と、スライス毎のイメージデータにそれぞれ重み付けをする重み付け演算回路26と、各スライスにおける同一ピクセルのデータの中から最大値を抽出してそれによる画像を生成する画像生成回路27を具備する。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 X線CT等の診断装置により1回のスキャンで得られる多数の画像データを処理する画像処理装置において、

実空間において通過させる画像再構成されたイメージデータをその信号レベルによって決定する実空間フィルタ処理回路(21)と、

前記イメージデータを周波数空間のイメージデータに変換してその周波数によって通過データを決定し、再び実空間のイメージデータに変換する周波数空間フィルタ処理回路(22)と、

前記実空間フィルタ処理回路(21)によるデータ処理と周波数空間フィルタ処理回路(22)によるデータ処理とをシステム制御装置(15)の制御により選択する切替装置(23)と、

フィルタ処理されて入力される各イメージデータ毎に重み付けを行う重み付け演算回路(26)と、

該重み付け演算回路(26)において重み付けされた若しくは重み付けされない各スライスのイメージデータの同一ピクセルのデータの内設定されたレベルのデータを抽出して投影画像を生成する画像生成回路(27)とを具備することを特徴とする画像処理回路。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は画像診断装置における画像処理装置に関する。

【0002】

【従来の技術】X線CTはX線を被検体の全周若しくは半周に亘って照射し、被検体を透過したX線を検出して画像再構成し、得た断層像を画像表示装置に表示する装置である。

【0003】このX線CTによる集団検診が、例えば肺癌の早期発見のために行われている。肺癌の早期発見のためには肺を短いピッチでスライスし、多くの断層像の画像から検索する必要があり、時間的制約もあって1回の撮影で多くの画像が得られるヘリカルスキャンによる撮像が考えられる。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、実際にヘリカルスキャンによる集団検診を行うと、被検者1人当たり数十枚の画像を得ることが一般的である。このように1人当たり数十枚の画像撮像を数十人に対して行えば、得られる画像は膨大なものとなり、医師の労力の増大と、見損じを生ずる可能性を回避することが困難である。

【0005】又、早期癌のような小さな病巣は骨等の強輝度の映像に妨害されて、発見が困難になるおそれがある。更にその他のノイズによっても妨害され易い。本発明は上記の点に鑑みてなされたもので、その目的は、ヘリカルスキャンにより多数のスライス画像を観察して病

2

巣を発見する医師の労力を省くと共に見損じを回避する画像処理装置を実現することである。

【0006】他の目的は、目的とする小さな映像が他の強輝度映像に妨害されることのない画像処理装置を実現することである。

【0007】

【課題を解決するための手段】前記の課題を解決する本発明は、X線CT等の診断装置により1回のスキャンで得られる多数の画像データを処理する画像処理装置において、実空間において通過させる画像再構成されたイメージデータをその信号レベルによって決定する実空間フィルタ処理回路と、前記イメージデータを周波数空間のイメージデータに変換してその周波数によって通過データを決定し、再び実空間のイメージデータに変換する周波数空間フィルタ処理回路と、前記実空間フィルタ処理回路によるデータ処理と周波数空間フィルタ処理回路によるデータ処理とをシステム制御装置の制御により選択する切替装置と、フィルタ処理されて入力される各イメージデータ毎に重み付けを行う重み付け演算回路と、該重み付け演算回路において重み付けされた若しくは重み付けされない各スライスのイメージデータの同一ピクセルのデータの内設定されたレベルのデータを抽出して投影画像を生成する画像生成回路とを具備することを特徴とするものである。

【0008】

【作用】画像再構成されたイメージデータが入力されると、システム制御装置の制御により切替装置はフィルタ処理回路を選択する。実空間フィルタ処理回路にイメージデータが入力されると、実空間において設定されたレ

ベルのイメージデータが通過を許される。周波数空間フィルタ処理回路に入力されると、イメージデータは周波数空間のデータに変換され不要の周波数の信号及びノイズが除去される。このデータは再び実空間に戻されて重み付け演算回路に入力される。システム制御装置の制御によってはフィルタ処理をすることなく出力される。重み付け演算回路では多数枚のイメージデータに対しピッチ毎に重み付けを行う。重み付けも不要の場合は行われない。画像生成回路では重み付けされた多数枚のイメージデータから同一のピクセルにおける設定されたレベルのデータを抽出して、抽出データに基づき画像を生成する。

【0009】

【実施例】以下、図面を参照して本発明の実施例を詳細に説明する。図1は本発明の一実施例の画像処理装置のブロック図、図2は図1の本実施例の画像処理装置を用いたX線CTのブロック図である。

【0010】図2において、1はX線CTを構成する機構部分であるガントリで、X線管2と検出器3を被検体の周囲で各種のスキャン方式に応じた動作をさせる。4は被検体5を載置してガントリ1の内部に送り込むため

のテーブルである。ガントリ1のティルト、テーブル4の移動等はテーブル・ガントリ制御装置6によって制御される。

【0011】X線管2はX線管駆動発生制御装置7の制御により回転停止及びX線の発生休止を行う。検出器3は検出器駆動装置8の制御により被検体5の周囲を回転する。X線管2の照射により被検体5を透過したX線は検出器3で検出され、データ採集装置9でデータが採集される。採集されたデータは画像再構成装置10に転送される。

【0012】画像再構成装置10は入力されたデータを画像再構成してイメージデータを表示装置11に表示し、同時にデータ保存装置12に格納する。データ保存装置12に保存されたイメージデータは読み出されて3D構成装置13において集団検診に適した3D像が形成され、その投影イメージは表示装置11に表示される。14はデータ保存装置12からデータを読み出し、フィルタ処理及び重み付け処理を行った後、多数枚のイメージデータの内、同一ピクセルのデータから最大レベルのデータを抽出して1枚の画像を生成する画像処理装置で、フィルタ処理により不要なデータ及びノイズを除去し、最大レベルのデータが抽出されて1枚の画像とされるため、医師の労力が低減される。

【0013】次に本実施例の画像処理装置14の行う画像処理を図1の画像処理装置14のブロック図により説明する。図において、図2と同一の部分には同一の符号を付してある。21はデータ保存装置12から読み出されたイメージデータを、実空間において一定のCT値のデータの通過を許容若しくは遮断する実空間フィルタ処理回路である。実空間フィルタ処理回路21の動作特性を図4に示す。この図は横軸にCT値、縦軸に増幅率を取っており、増幅率1のレベルでは減衰なく入力信号が通過し、0のレベルでは入力信号は遮断される。図において、(イ)図はCTナンバが-200～+200の範囲のデータを通過させる帯域通過型のフィルタの特性を*

$$\textcircled{1} D_n' = D_n (100 - dS_n) / 100 \quad \cdots (1)$$

$$\textcircled{2} D_n' = D_n - k \cdot dS_n \quad \cdots (2)$$

ここで、 D_n は入力イメージデータ、 D_n' は重み付けされたイメージデータ、 dS_n は各スライス毎に与える数字、 k は定数、 n はスライス番号である。重み付けは

(1)式、(2)式の何れかを用いて行う。例えば、(1)式によると、1枚目のデータ D_1' は $dS_1 = 1$ として $D_1' = D_1 \times 0.99$ 、2枚目のデータ D_2' は $dS_2 = 2$ として $D_2' = D_2 \times 0.98$ のように重み付けを行う。

【0018】27は重み付けされた各スライス毎のイメージデータの内の同一ピクセルのデータを比較して最も大きなデータを抽出し、各ピクセルの最大値のデータのみから成る画像を生成する画像生成回路である。

【0019】次に、上記のように構成された実施例の画

*示している。(ロ)図はCTナンバが-500～+500の範囲のデータの通過を遮断する帯域減衰型のフィルタ特性を示している。

【0014】22は入力されたイメージデータを周波数空間のデータに変換し、周波数帯域沪波器若しくは帯域減衰処理を施した後実空間のイメージデータにして出力する周波数空間フィルタ処理回路で、図5に示す回路構成を有している。図において、221は入力されたイメージデータを高速にフーリエ変換して周波数空間のデータ

10 にするFFT、222はFFT221の出力に通過周波数範囲の制限を与える周波数フィルタで、帯域沪波器若しくは帯域減衰器であるか、又は両者を備えて選択できるようになっている。

【0015】223は周波数フィルタ222で処理された周波数空間のイメージデータを高速フーリエ逆変換して実空間に戻す逆FFTでフィルタ処理された実空間上のイメージデータを出力する。

【0016】図1に戻り、23はシステム制御装置15の制御により入力されたイメージデータを実空間フィルタ処理回路21と周波数空間フィルタ処理回路22とに適宜組み合わせて入力させるための切り替えを行う切替回路で、入力イメージデータを実空間フィルタ処理回路21と周波数空間フィルタ処理回路22と次回路との何れかへ入力させる切り替え、実空間フィルタ処理回路21の出力を実空間フィルタ処理回路21と周波数空間フィルタ処理回路22と次回路との何れかへ入力させる切り替え及び周波数空間フィルタ処理回路22の出力を実空間フィルタ処理回路21と周波数空間フィルタ22と次回路との何れかへ入力させる切り替えを行っている。

【0017】24は実空間フィルタ処理回路21の出力を一旦格納するメモリ、25は周波数空間フィルタ処理回路22の出力を一旦格納するメモリである。26は各スライス毎のイメージデータに重み付けをする重み付け演算回路である。この重み付けの一例を挙げると次のように行う。

$$\textcircled{1} D_n' = D_n (100 - dS_n) / 100 \quad \cdots (1)$$

$$\textcircled{2} D_n' = D_n - k \cdot dS_n \quad \cdots (2)$$

※像処理装置の動作を図3のフローチャートを用いて説明する。

40 40ステップ1

イメージデータがデータ保存装置12から読み出されて入力される。

【0020】ステップ2

閑心領域の抽出を以下の手順で行う。各判断はシステム制御装置15で行う。

ステップ3

フィルタ処理を行うかどうか判断する。行う場合はステップ4に進む。行わない場合はステップ11に進む。

【0021】ステップ4

周波数空間におけるフィルタ処理をするかどうか判断す

る。しない場合即ち実空間でフィルタ処理をする場合はステップ5に進む。周波数空間での処理を行う場合はステップ7に進む。

【0022】ステップ5

切替回路23は入力イメージデータを実空間フィルタ処理回路21に入力させる。実空間フィルタ処理回路21はイメージデータのCTナンバにより、図4に示す(イ)図又は(ロ)図のフィルタ処理を行う。これにより実空間における関心領域の抽出を行い、メモリ24を経て切替回路23に入力する。

【0023】ステップ6

実空間フィルタ処理が終わったので、フィルタ処理を続けて行うかどうかを判断する。行う場合はステップ4に戻る。行わない場合はステップ11に進む。

【0024】ステップ7

切替回路23は入力イメージデータを切り替えてFFT221に入力させる。FFT221は入力データに高速フーリエ変換を行い、周波数空間のデータに変換する。

【0025】ステップ8

周波数フィルタ222で不要な周波数の信号及びノイズを除去する。

ステップ9

逆FFT223において高速フーリエ逆変換を行い、イメージデータを実空間に戻してフィルタ処理されたイメージデータをメモリ25を経て切替回路23に入力する。

【0026】ステップ10

周波数空間のフィルタ処理が終わったので、フィルタ処理を続けて行うかどうかを判断する。行う場合はステップ4に戻る。行わない場合はステップ11に進む。

【0027】ステップ11

入力されたデータに重み付け演算を行うか判断する。行わない場合はステップ13に進む。行う場合は次のステップに進む。

【0028】ステップ12

入力イメージデータに対し、(1)式又は(2)式の重み付け演算を行って、スライス毎の各イメージデータにそれぞれ重み付けを行う。例えば、一方から見た画像を遠去かる方向に輝度を小さくする重み付けをすると、重ねて透視した場合に立体感が付与される。即ち、深さ方向に距離に応じて輝度変化がつけられるので立体感が得られる。

【0029】ステップ13

全部のスライスデータについてステップ11若しくはステップ12までの処理が終わっていなければステップ3に戻る。終わっていれば次のステップに進む。

【0030】ステップ14

重み付けされたイメージデータは画像生成回路27に入

力され、当該回路27は多数のスライスによるイメージデータの同一ピクセルによるデータの内最大のデータを抽出し、最大のデータのみによる画像を生成する。

【0031】ステップ15

各ピクセルの最大値データのみで作成された画像を表示装置11に表示する。以上説明したように本実施例によれば、ヘリカルスキャンによりスライス位置の異なる極めて多数のイメージを得ても1枚1枚を観察するのではなく、全データを1枚の画像として不必要的部分のない画像を観察することができるようになった。又、複数枚のデータに重み付けをして、距離に応じて輝度を変化させるようにしたため、立体感のある画像が得られて、診断が容易になった。

【0032】尚、本発明は本実施例に限定されるものではない。重み付け演算回路26では遠去かる方向のスライスデータに対してデータを小さくして輝度を下げる重み付けをしたが、データを大きくする重み付けをしても良く、その他必要に応じて直線的に変化する重みでなく、適当な関数により変化する重み付けを行っても良い。

【0033】又、画像生成回路27は最大値のみを抽出して最大のデータによる画像を生成するように説明したが、抽出するデータは最大値に限らず、最小値、中間値又は平均値であってもよく、更に同一ピクセルのデータの和であってもよい。

【0034】

【発明の効果】以上詳細に説明したように本発明によれば、手間を掛けてヘリカルスキャンによる多数のスライス画像を観察して診断することなく、1枚の画像の観察でよくなり、又、骨等の強輝度の映像に妨害されることなく、距離によって輝度変化を与えることにより立体的に観察できるようになって、病巣の位置を容易に知ることが可能になり、実用上の効果は大きい。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例の装置のブロック図である。

【図2】本発明の一実施例の画像処理装置を用いたX線CTのブロック図である。

【図3】画像処理装置の動作のフローチャートである。

【図4】実空間フィルタ処理回路の動作特性を示す図である。

【図5】周波数空間処理回路の内部構成図である。

【符号の説明】

15 システム制御装置

21 実空間フィルタ処理回路

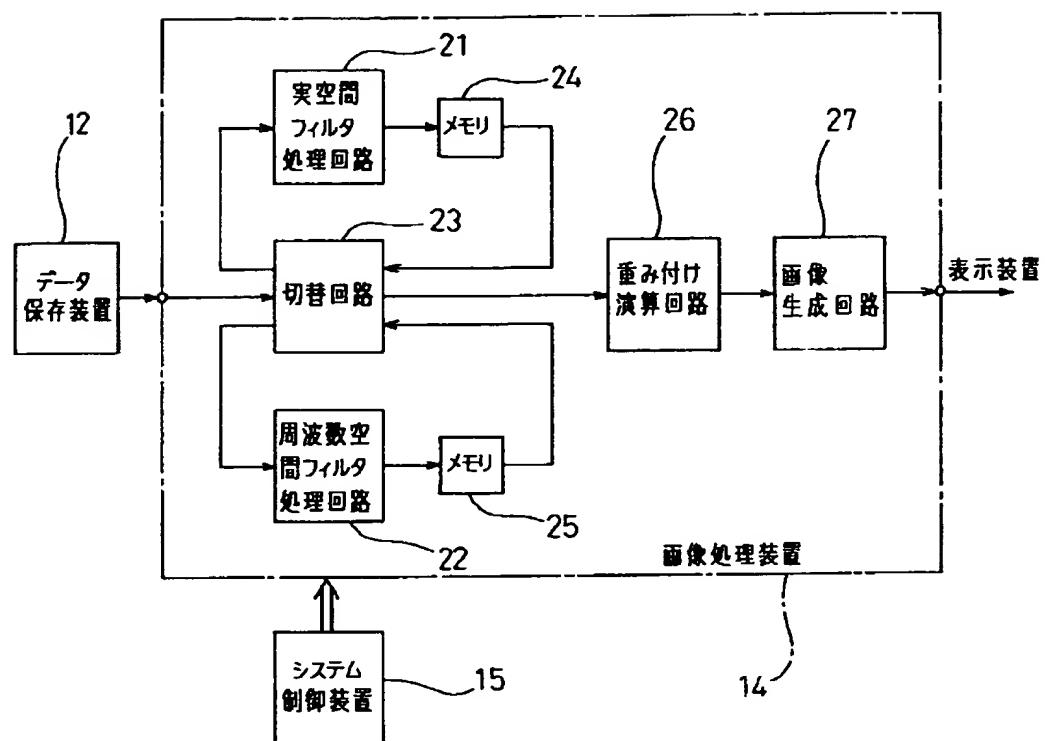
22 周波数空間フィルタ処理回路

23 切替回路

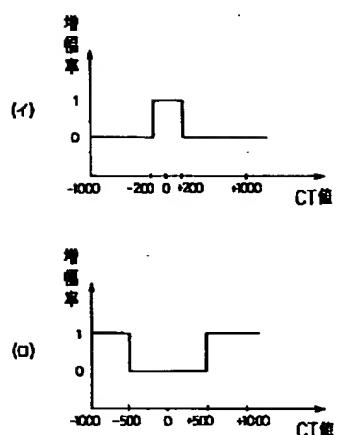
26 重み付け演算回路

27 画像生成回路

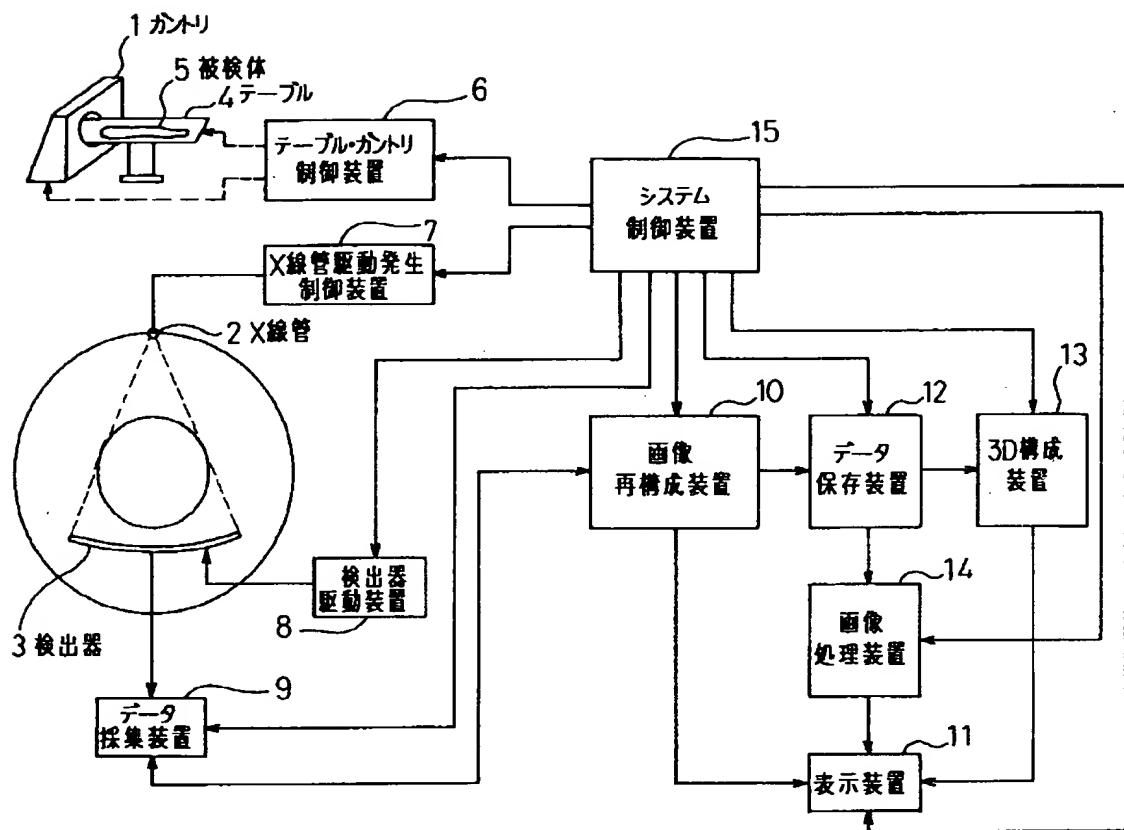
【図1】



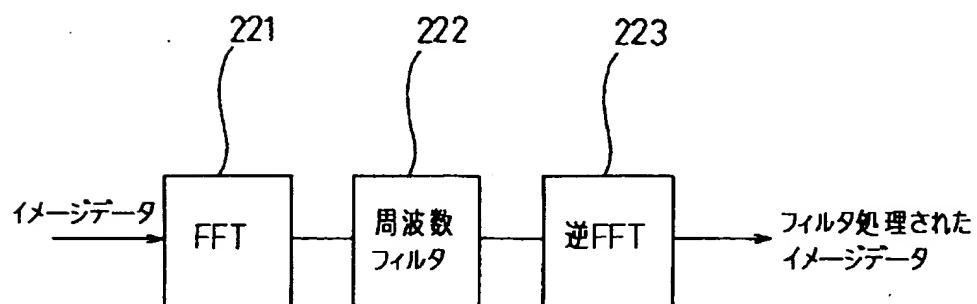
【図4】



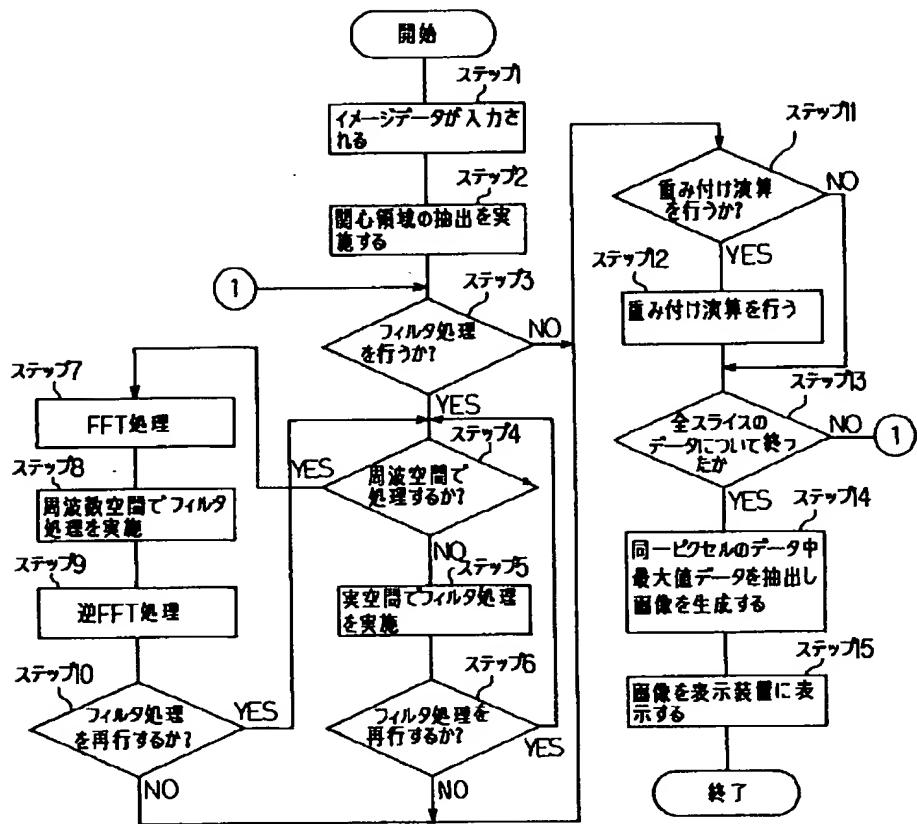
【図2】



【図5】



【図3】



* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to the image processing system in image diagnostic equipment.

[0002]

[Description of the Prior Art] X-ray CT is equipment which displays the obtained tomogram which covered the perimeter or the semicircle of analyte, irradiated the X-ray, detected the X-ray which penetrated analyte and carried out image reconstruction on an image display device.

[0003] The mass screening by this X-ray CT is performed for the early detection of lung cancer. It is necessary to slice lungs in a short pitch for the early detection of lung cancer, and to search from the image of many tomograms, and the image pick-up by the helical scan from which there is also time constraint and many images are obtained by one photography can be considered.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, if the mass screening by helical scan is actually performed, it is common to obtain the image of ten numbers per subject. Thus, if the image image pick-up of ten numbers per person is performed to dozens of people, the image obtained will become huge and it is difficult increase of a medical practitioner's effort, and to avoid possibility of producing ****.

[0005] Moreover, the small focus like an early cancer is blocked by images of strong brightness, such as a bone, and has a possibility that discovery may become difficult. Furthermore, other noises are also easy to be blocked. This invention was made in view of the above-mentioned point, and the purpose is realizing the image processing system which avoids **** while excluding the effort of the medical practitioner who observes many slice images by helical scan, and discovers the focus.

[0006] Other purposes are realizing the image processing system with which the small image made into the purpose is not blocked by other strong brightness images.

[0007]

[Means for Solving the Problem] In the image processing system which processes the image data of a large number from which this invention which solves the aforementioned technical problem is obtained by diagnostic equipment, such as X-ray CT, with one scan The real space filtering circuit which determines the image data which makes it pass in real space, and by which image reconstruction was carried out with the signal level, The frequency space filtering circuit which changes said image data into the image data of frequency space, determines passage data and is again changed into the image data of real space with the frequency, The transfer device which chooses data processing by said real space filtering circuit, and data processing by the frequency space filtering circuit by control of a system control station, The weighting arithmetic circuit which filtering is carried out and is inputted and which performs weighting for every image data, Or weighting was carried out in this weighting arithmetic circuit, it is characterized by providing the image generation circuit which extracts the data of level with which the inside installation law of the data of the same pixel of the image data of each slice by which

weighting is not carried out was carried out, and generates a projection image.

[0008]

[Function] If the image data by which image reconstruction was carried out is inputted, a transfer device will choose a filtering circuit by control of a system control station. If an image data is inputted into a real space filtering circuit, the image data of the level set up in real space will be allowed passage. If inputted into a frequency space filtering circuit, an image data will be changed into the data of frequency space, and the signal and noise of an unnecessary frequency will be removed. This data is again returned to real space, and is inputted into a weighting arithmetic circuit. It is outputted without carrying out filtering depending on control of a system control station. a weighting arithmetic circuit -- many -- weighting is performed for every pitch to the image data of several sheets. It is not carried out when weighting is also unnecessary. weighting was carried out in the image generation circuit -- many -- the data of the set-up level in the same pixel are extracted from the image data of several sheets, and an image is generated based on extract data.

[0009]

[Example] Hereafter, the example of this invention is explained to a detail with reference to a drawing. It is the block diagram of X-ray CT with which drawing 1 used the block diagram of the image processing system of one example of this invention, and drawing 2 used the image processing system of this example of drawing 1.

[0010] In drawing 2 , 1 is the gantry which is the device part which constitutes X-ray CT, and carries out actuation [detector / 3 / X-ray tube 2 and] according to various kinds of scanning methods in the perimeter of analyte. 4 is a table for laying analyte 5 and sending into the interior of a gantry 1. The tilt of a gantry 1, migration of a table 4, etc. are controlled by the table gantry control unit 6.

[0011] X-ray tube 2 performs rotation halt and dormancy of an X-ray by control of the X-ray tube drive generating control unit 7. A detector 3 rotates the perimeter of analyte 5 by control of the detector driving gear 8. The X-ray which penetrated analyte 5 by the exposure of X-ray tube 2 is detected by the detector 3, and data are collected with data collection equipment 9. The collected data are transmitted to the image re-component 10.

[0012] The image re-component 10 carries out image reconstruction of the inputted data, displays an image data on an indicating equipment 11, and stores it in data storage equipment 12 at coincidence. 3D image which the image data saved to data storage equipment 12 was read, and fitted the mass screening in the 3D component 13 is formed, and the projection image is displayed on a display 11. after 14 reading data from data storage equipment 12 and performing filtering and weighting processing -- many -- it is the image processing system which extracts the data of the maximum level from the data of the same pixel among the image datas of several sheets, and generates the image of one sheet, filtering removes unnecessary data and an unnecessary noise, and since the data of the maximum level are extracted and it considers as the image of one sheet, a medical practitioner's effort is reduced.

[0013] Next, the block diagram of the image processing system 14 of drawing 1 explains the image processing which the image processing system 14 of this example performs. In drawing, the same sign is given to the same part as drawing 2 . 21 is a real space filtering circuit which sets the image data read from data storage equipment 12 to real space, and permits or intercepts passage of the data of a fixed CT valve. The operating characteristic of the real space filtering circuit 21 is shown in drawing 4 . This drawing takes a CT valve along an axis of abscissa, and has taken the amplification factor along the axis of ordinate, an input signal passes without attenuation on the level of an amplification factor 1, and an input signal is intercepted on the level of 0. In drawing, the (b) Fig. shows the property of the filter of a band pass mold that a CT number passes the data of the range of -200-+200. (b) Drawing shows the filter shape of the band attenuation mold with which a CT number intercepts passage of the data of the range of -500-+500.

[0014] After 22 changes the inputted image data into the data of frequency space and performs frequency band filtering or band attenuation processing, it is the frequency space filtering circuit which output by making it the image data of real space, and it has circuitry shown in drawing 5 . In drawing, it is the frequency filter which gives a limit of a passage frequency range to the output of FFT221, and

FFT which 221 carries out the Fourier transform of the inputted image data to a high speed, and is used as the data of frequency space, and 222 are a band pass filter or a band attenuator, or it has both and they can be chosen now.

[0015] 223 outputs the image data on the real space by which filtering was carried out by reverse FFT which carries out fast Fourier inverse transformation of the image data of the frequency space processed with the frequency filter 222, and is returned to real space.

[0016] It is the electronic switch which performs the change for making return and 23 input in the real space filtering circuit 21 and the frequency space filtering circuit 22, combining suitably the image data inputted by control of a system control station 15 to drawing 1. The change to which an input image data is made to input into any of the real space filtering circuit 21, the frequency space filtering circuit 22, and degree circuit they are, The output of the real space filtering circuit 21 The change to which the output of the change made to input into any of the real space filtering circuit 21, the frequency space filtering circuit 22, and degree circuit they are and the frequency space filtering circuit 22 is made to input into any of the real space filtering circuit 21, the frequency space filter 22, and degree circuit is performed.

[0017] The memory in which 24 once stores the output of the real space filtering circuit 21, and 25 are memory which once stores the output of the frequency space filtering circuit 22. 26 is a weighting arithmetic circuit which makes weighting the image data for every slice. If an example of this weighting is given, it will carry out like a degree type.

** $Dn' = Dn (100 - dSn) / 100$ -- (1)

** $Dn' = Dn - k - dSn$ -- (2)

Here, a constant and n of the image data to which weighting of an input image data and Dn' was carried out for Dn , the figure which gives dSn for every slice, and k are slice numbers. Weighting uses any of (1) type and (2) types they are, and performs it. [it] For example, according to the (1) type, in data D1 ' of the 1st sheet, $D1' = D1 \times 0.99$ and data D2 ' of the 2nd sheet perform weighting as $dS 1 = 1$ like $D2' = D2 \times 0.98$ as $dS 2 = 2$.

[0018] 27 is an image generation circuit which generates the image which compares the data of the same pixel of the image datas for every slice by which weighting was carried out, extracts the biggest data, and consists only of the data of the maximum of each pixel.

[0019] Next, actuation of the image processing system of the example constituted as mentioned above is explained using the flow chart of drawing 3.

Step 1 image data is read from data storage equipment 12, and is inputted.

[0020] The following procedures extract step 2 area of interest. Each judgment is made with a system control station 15.

It judges whether step 3 filtering is performed. When carrying out, it progresses to step 4. When not carrying out, it progresses to step 11.

[0021] It judges whether filtering in step 4 frequency space is carried out. When bending and carrying out filtering at a case, i.e., real space, it progresses to step 5. When performing processing in frequency space, it progresses to step 7.

[0022] Step 5 electronic switch 23 makes an input image data input into the real space filtering circuit 21. By the CT number of an image data, the real space filtering circuit 21 performs the (b) Fig. shown in drawing 4, or filtering of a (b) Fig. This extracts the area of interest in real space, and it inputs into an electronic switch 23 through memory 24.

[0023] Since step 6 real-space filtering finished, it judges whether filtering is continued and is performed. When carrying out, it returns to step 4. When not carrying out, it progresses to step 11.

[0024] Step 7 electronic switch 23 changes an input image data, and is made to input it into FFT221.

FFT221 performs a fast Fourier transform to input data, and changes it into the data of frequency space.

[0025] The step 8 frequency filter 222 removes the signal and noise of an unnecessary frequency.

Fast Fourier inverse transformation is performed in step 9 reverse FFT223, and the image data by which returned the image data to real space and filtering was carried out is inputted into an electronic switch 23 through memory 25.

[0026] Since filtering of step 10 frequency space finished, it judges whether filtering is continued and is performed. When carrying out, it returns to step 4. When not carrying out, it progresses to step 11.

[0027] Step 11 It judges whether a weighting operation is performed to the inputted data. When not carrying out, it progresses to step 13. When carrying out, it progresses to the following step.

[0028] To a step 12 input image data, the weighting operation of (1) type or (2) types is performed, and weighting is performed to each image data for every slice, respectively. For example, if weighting which makes brightness small for the image seen from one side at **** or ***** is carried out, a cubic effect will be given when it sees through in piles. That is, since brightness change is attached in the depth direction according to distance, a cubic effect is acquired.

[0029] Step 13 If processing to step 11 or step 12 has finished about no slice data, it returns to step 3. If it has finished, it will progress to the following step.

[0030] The image data by which step 14 weighting was carried out is inputted into the image generation circuit 27, and the circuit 27 concerned extracts the data of inner max of the data based on the same pixel of the image data based on much slices, and generates the image only by the greatest data.

[0031] The image created only by the maximum data of step 15 each pixel is displayed on a display 11. As explained above, according to this example, even if it acquires much images extremely, every sheet cannot be observed, but the image with which a slice location changes with helical scan and which does not have a part unnecessary as an image of one sheet in all data can be observed now. Moreover, since weighting is made the data of two or more sheets and it was made to change brightness according to distance, the image with a cubic effect was obtained and the diagnosis became easy.

[0032] In addition, this invention is not limited to this example. Although weighting which makes data small to the slice data of **** or *****, and lowers brightness was carried out in the weighting arithmetic circuit 26, not the weight that may carry out weighting which enlarges data, in addition changes linearly if needed but weighting which changes with suitable functions may be performed.

[0033] Moreover, although it explained that the image generation circuit 27 extracted only maximum and generated the image by the greatest data, the data to extract may be not only maximum but the minimum value, a mean value, or an average value, and may be the sum of the data of the same pixel further.

[0034] [Effect of the Invention] Without becoming good by observation of the image of one sheet, without according to this invention, imposing time and effort, and observing and diagnosing the slice image of a large number by helical scan, as explained to the detail above, and being blocked by images of strong brightness, such as a bone, by giving brightness change with distance, it can observe now in three dimensions, it becomes possible to get to know the location of the focus easily, and practical effectiveness is large.

[Translation done.]